

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2005 年 9 月 9 日 (09.09.2005)

PCT

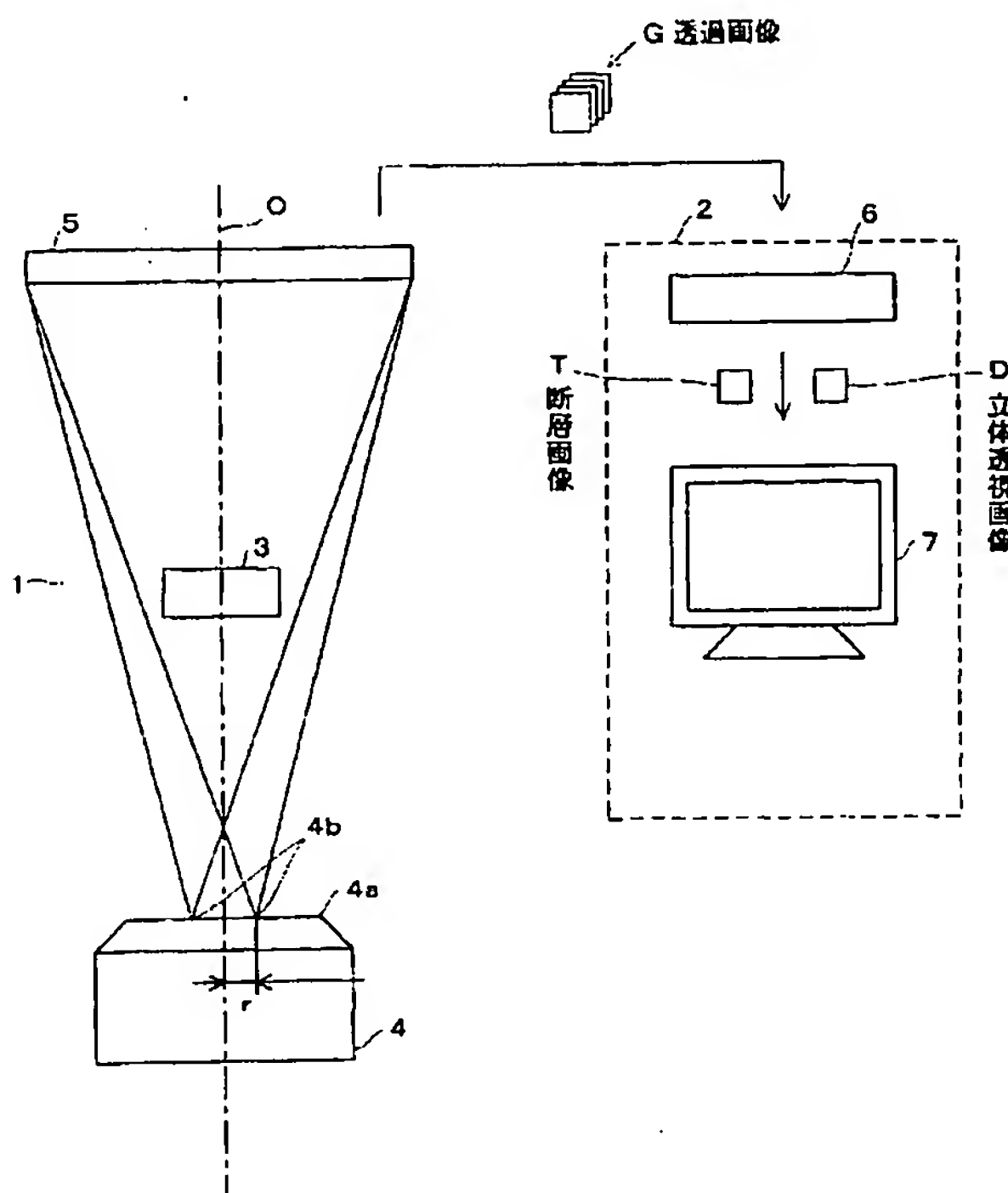
(10) 国際公開番号  
WO 2005/083403 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: G01N 23/04  
(21) 国際出願番号: PCT/JP2005/003199  
(22) 国際出願日: 2005 年 2 月 25 日 (25.02.2005)  
(25) 国際出願の言語: 日本語  
(26) 国際公開の言語: 日本語  
(30) 優先権データ:  
特願2004-054625 2004 年 2 月 27 日 (27.02.2004) JP  
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 東芝 (KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA) [JP/JP]; 〒1058001 東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 Tokyo (JP). 東芝電子管デバイス株式会社 (TOSHIBA ELECTRON TUBES & DEVICES CO., LTD.) [JP/JP]; 〒3248500 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 Tochigi (JP).  
(72) 発明者; および  
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 下野 隆 (SHIMONO, Takashi) [JP/JP]; 〒3248500 栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝電子管デバイス株式会社内 Tochigi (JP).  
(74) 代理人: 須山 佐一 (SUYAMA, Saichi); 〒1010046 東京都千代田区神田多町 2 丁目 1 番地 神田東山ビル Tokyo (JP).  
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG,

[続葉有]

(54) Title: X-RAY TOMOGRAPH AND STEREORADIOSCOPIC IMAGE CONSTRUCTING DEVICE

(54) 発明の名称: X線断層撮影装置および立体透視画像構成装置



G TRANSMISSION IMAGE  
T TOMOGRAM  
D STEREORADIOSCOPIC IMAGE

(57) Abstract: An X-ray tomograph comprises an X-ray generator having a function of moving the focal position and radiating X-rays toward a subject, an X-ray image receiving element for receiving transmission images created by X-rays radiated from the X-ray generator, and an image processing section for creating tomograms by processing the transmission images of the subject received by the X-ray image receiving element. A stereoradioscopic image constructing device comprises the X-ray tomograph and a stereoradioscopic image constructing section for creating a stereoradioscopic image by subjecting the created tomograms to image processing. By using the X-ray tomograph, a tomogram can be created without providing any high-precision movable mechanism, and a tomogram of even a soft subject can be correctly created.

(57) 要約: このX線断層撮影装置は、焦点位置を移動させる機能を備え被検体にX線を放射するX線発生器と、このX線発生器から放射されたX線により得られた複数の透過画像を受像するX線受像素子と、X線受像素子で受像された被検体の複数の透過画像を画像処理して断層画像を得る画像処理部とを備えている。また、立体透視画像構成装置は、前記X線断層撮影装置と、それにより得られた複数の断層画像を画像処理して立体透視画像を得る立体透視画像構成部とを備えている。このX線断層撮影装置によれば、高精度の可動機構などを設けることなく断層画像を得ることができ、かつ軟質の被検体の断層画像をも確実に得ることができる。

WO 2005/083403 A1



SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,  
UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,  
MR, NE, SN, TD, TG).

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護  
が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA,  
SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ,  
BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE,  
BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU,  
IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される  
各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語  
のガイダンスノート」を参照。

## 明 細 書

### X線断層撮影装置および立体透視画像構成装置

#### 技術分野

- [0001] 本発明は、X線を放射して受像した複数の透過画像を画像処理して断層画像を得るX線断層撮影装置と、これを備えた立体透視画像構成装置に関する。

#### 背景技術

- [0002] 従来から、例えば被検体の内部構造を非破壊で検査するために、X線断層撮影装置が用いられている。このX線断層撮影装置は、被検体にX線を放射するX線発生器と、X線発生器により放射されたX線による透過画像を受像するX線受像素子を備えている。そして、X線発生器は、機械的な可動機構により、被検体の周囲を同一平面上で回転可能に構成されている。また、X線受像素子は、X線発生器の可動に対応して、機械的な可動機構により回転できるようになっている。さらに、X線受像素子には、このX線受像素子により受像された透過画像を画像処理して断層画像を得る画像処理装置が接続されている。(例えば、特許文献1参照。)
- [0003] しかしながら、このようなX線断層撮影装置を用いた方法では、数 $\mu$ mの空間分解能を維持するために、X線発生器およびX線受像素子を回転させる高精度の可動機構を使用しなければならないという問題があった。
- [0004] また、X線発生器およびX線受像素子をそれぞれ回転させる代わりに、被検体を回転および並進させることも考えられるが、このような方法では、被検体を回転させる高精度の可動機構を必要とするばかりでなく、例えば回転により変形するような軟質の被検体の検査には使用できないという問題があった。

特許文献1:特表平2-501411号公報(第12頁、第1図)

#### 発明の開示

- [0005] 本発明はこれら問題を解決するためになされたもので、高精度の可動機構などを設けることなく断層画像を得ることができ、かつ軟質の被検体の断層画像をも得ることが可能なX線断層撮影装置、およびこれを備えた立体透視画像構成装置を提供することを目的とする。

- [0006] 本発明のX線断層撮影装置は、焦点位置を移動させる機能を備え、被検体に対してX線を放射するX線発生器と、焦点位置を移動させながら前記X線発生器から放射されたX線により得られた前記被検体の複数の透過画像を、それぞれ受像するX線受像素子と、前記X線受像素子で受像された前記被検体の複数の透過画像を、画像処理して断層画像を得る画像処理部とを具備することを特徴とする。
- [0007] また、本発明の立体透視画像構成装置は、前記した本発明のX線断層撮影装置と、このX線断層撮影装置により得られた複数の断層画像を画像処理して立体透視画像を得る立体透視画像構成部とを具備することを特徴とする。
- [0008] 本発明によれば、X線発生器の焦点位置を移動させながら被検体にX線を放射し、これらの焦点位置の異なるX線による被検体の複数の透過画像をX線受像素子により受像し、受像されたこれらの透過画像を画像処理部で画像処理して断層画像を得ることにより、例えばX線発生器、X線受像素子、あるいは被検体を移動させる可動機構などを設けることなく、被検体の断層画像を容易に得ることができる。また、例えば軟質の被検体などに対しても、断層画像を確実に得ることができる。

#### 図面の簡単な説明

- [0009] [図1]本発明の一実施形態である立体透視画像構成装置を示す説明図である。
- [図2]本発明の一実施形態である立体透視画像構成装置において、X線断層撮影装置を示す説明図である。
- [図3]本発明のX線断層撮影装置による透過画像の積算処理を示す説明図である。
- [図4]本発明のX線断層撮影装置による他の透過画像の積算処理を示す説明図である。
- [図5]本発明のX線断層撮影装置を使用して検査する被検体の一例を示す斜視図である。
- [図6]本発明のX線断層撮影装置による画像処理において、透過画像を示す平面図である。
- [図7]本発明のX線断層撮影装置、およびこのX線断層撮影装置による被検体の透過画像を示す説明図である。
- [図8A]焦点が開始位置であるときの被検体の透過画像を示す平面図である。

[図8B]焦点が開始位置に対して45° 回転したときの被検体の透過画像を示す平面図である。

[図8C]焦点が開始位置に対して90° 回転したときの被検体の透過画像を示す平面図である。

[図8D]焦点が開始位置に対して225° 回転したときの被検体の透過画像を示す平面図である。

[図9A]本発明のX線断層撮影装置による画像処理において、積算画像を示す平面図である。

[図9B]本発明のX線断層撮影装置による画像処理において、図9Aに示す積算画像のa-a断面の輝度プロファイルを示す図である。

[図9C]本発明のX線断層撮影装置による画像処理において、断層画像を示す平面図である。

[図10]本発明の立体透視画像構成装置による断層画像の合成処理を示す説明図である。

### 発明を実施するための最良の形態

- [0010] 以下、本発明の好適な実施の形態を、図面を参照して説明する。なお、本発明は以下の実施形態に限定されるものではない。
- [0011] 図1は、本発明の一実施形態の立体透視画像構成装置を示し、この立体透視画像構成装置は、X線断層撮影装置としてのX線CT(Computed Tomography)装置1と画像処理装置2を備えている。この立体透視画像構成装置は、被検体3の非破壊検査などに用いられる。
- [0012] X線CT装置1は、X線発生器であるX線管4とX線受像素子5を備えている。X線管4とX線受像素子5は互いに対向して配置されており、X線受像素子5は画像処理装置2に接続されている。被検体3は、X線管4とX線受像素子5との間に配置され、X-Y-Zテーブル(図示を省略。)などの固定台により固定されている。
- [0013] X線管4は、ほぼ円柱状に形成され、中心軸OがX線受像素子5の中心とほぼ一致するように配設されている。また、このX線管4は、X線受像素子5に対して平行な放射面4aを有している。放射面4aには、被検体3に向けてX線を発生する焦点としての



X線発生源4bが設けられている。このX線発生源4bは、放射面4a上でX線管4の中心軸Oを中心とする所定の半径rの円周上を回転可能に設けられている。すなわち、X線管4は、X線発生源4bの位置を移動させる機能を有しており、X線発生源4bは、中心軸Oに対して例えば1°刻みで、全周すなわち360°に亘って回転可能に構成されている。

- [0014] X線受像素子5は、例えば四角形平面状のイメージインテンシファイア、あるいは平面X線検出器などであり、X線管4のX線発生源4bから放射され被検体3を透過したX線像を、画像信号である透過画像Gに変換して受像する。そして、この透過画像Gを画像処理装置2に送信する。
- [0015] 画像処理装置2は、処理演算部であるコンピュータ6と、このコンピュータ6に接続された画像表示部であるモニタ7とを備えている。コンピュータ6は、X線受像素子5から送信された透過画像Gを画像処理するものであり、画像処理部と立体透視画像構成部を有している。
- [0016] コンピュータ6の画像処理部では、図2乃至図4にそれぞれ示すように、X線管4のX線発生源4bの各位置A0、A1、…、Ai、…、Anに対応する各透過画像G0、G1、…Gi、…、Gnにおいて、四角形状に画像を切り出し、これらの切出画像CGを積算処理して積算画像SGを得る。画像の切り出しは、透過画像の中心OGから半径Rの円周上に位置する仮想中心OBを中心とする四角形状に行う。なお、切出画像CGは、X線管4の軸方向に交差し互いに異なる任意の断層面Sに対応するものである。
- [0017] こうして得られた積算画像SGの各画素の輝度値Bを算出し、この輝度値Bが所定の上限閾値THおよびこの上限閾値THよりも小さい所定の下限閾値TLの間にある画素を抽出することで、各断層面Sに対応する被検体3のラミノグラフすなわち断層画像Tを構成する。
- [0018] ここで、半径rと半径Rとの比は、図2に示すように、距離fodと距離 $\Delta f$ との比として表される。すなわち、 $R = r \times \Delta f / fod$ である。ここで、距離fodは、X線管4の放射面4aから被検体3の断層面Sまでの距離を示し、距離 $\Delta f$ は、距離fodと、X線管4の放射面4aからX線受像素子5までの距離fidとの差を示す。また、上限閾値THおよび下限閾値TLは、積算画像SGの画素の輝度値Bに応じて予め設定されている。

- [0019] コンピュータ6の立体透視画像構成部では、X線管4の軸方向に交差し互いに異なる複数の断層面Sごとに、画像処理部で構成された断層画像Tの幾何拡大率Pをそれぞれ補正して合成し、3次元画像すなわち立体透視画像Dを構成する。ここで、幾何拡大率Pは、図2に示す距離fid(X線管4の放射面4aからX線受像素子5までの距離)と距離fod(X線管4の放射面4aから被検体3の断層面Sまでの距離)との比として表される。すなわち、 $P = fid / fod$ である。
- [0020] モニタ7は、コンピュータ6により構成された被検体3の断層画像Tと、立体透視画像Dとをそれぞれ表示する。
- [0021] 次に、本発明の実施形態によるX線断層撮影方法および立体透視画像構成方法を、図2乃至図4に基づいて説明する。
- [0022] まず、被検体3を固定台に固定し、この被検体3の所定の断層面S1にX線が投射されるように、X線管4におけるX線発生源4bの回転半径rを設定する。
- [0023] 次に、図2に示すように、A0に位置したX線発生源4bから被検体3にX線を放射する。そして、X線発生源4bを放射面4a上で半径rの円周に沿って、中心軸Oに対して例えば $1^\circ$  ずつ移動させ、位置Aiに対応する被検体3のX線像を透過画像Giにそれぞれ変換する。
- [0024] このとき、X線受像素子5では、透過画像Gの中心OGを中心とし断層面S1の位置に対応する半径R1の仮想的な円周C1上に、被検体3のX線像の中心OBが位置し、X線管4のX線発生源4bの移動により、被検体3のX線像が透過画像Gの中心OGの周りに円周に沿って回転する。
- [0025] その後、これらの透過画像G0、G1、 $\dots$ 、Gi、 $\dots$ 、Gnを受信した画像処理装置2のコンピュータ6は、透過画像G0、G1、 $\dots$ 、Gi、 $\dots$ 、Gnの中心から半径R1の仮想円C1上に位置する中心OBを中心とする四角形状に画像を切り出し、これらの切出画像CG10、CG11、 $\dots$ 、CG1i、 $\dots$ 、CG1nを積算して、積算画像SG1を作成する。
- [0026] 被検体3が、例えば図5に示すような形状、すなわち球状の物体内部に3個の空孔H1、H2、H3を有するような形状である場合を例にして、積算画像の作成をより具体的に説明する。

- [0027] 被検体3のX線像の全体は、図6に示すように、その中心が透過画像Gの中心 $O_G$ を中心とする半径Rの円周C上に位置するように移動する。それとともに、被検体3の中心を通る断層面S1以外に位置する空孔H2は、図7および図8Aー図8Dにそれぞれ示すように、透過画像 $G_0, G_1, \dots, G_i, \dots, G_n$ での切出画像CGの中心を中心とする円内で位置がそれぞれ変化する。その結果、積算画像SGでは、各透過画像 $G_0, G_1, \dots, G_i, \dots, G_n$ において、空孔H2に対応する位置の画素の輝度値Bが互いに打ち消しあうため、図9Aー図9Cに示すように、空孔H2に対応する位置の画素の輝度値Bが小さくなる。
- [0028] そして、コンピュータ6は、積算画像SG1の各画素中から、輝度値Bが上限閾値 $TH$ および下限閾値 $TL$ の間にある画素を抽出し、図3に示す断層画像T1を得る。そして、この断層画像T1がモニタ7に送信されて表示される。
- [0029] 同様に、画像処理装置2のコンピュータ6は、透過画像 $G_0, G_1, \dots, G_i, \dots, G_n$ に対して、半径 $R_m$ の仮想円 $C_m$ 上に位置する中心 $O_B$ を中心とする四角形状の切出画像 $CG_m0, CG_m1, \dots, CG_{mi}, \dots, CG_{mn}$ をそれぞれ作成し、これらの切出画像 $CG_m0, CG_m1, \dots, CG_{mi}, \dots, CG_{mn}$ を積算してそれぞれの積算画像 $SG_m$ を構成する。そして、これら各積算画像 $SG_m$ の画素から、輝度値Bが上限閾値 $TH$ および下限閾値 $TL$ の間にある画素を抽出し、各断層面 $S_m$ に対応する断層画像 $T_m$ を得る。
- [0030] この後、図10に示すように、コンピュータ6により、各断層面 $S_1, S_2, \dots, S_i, \dots, S_m$ に対応する各断層画像 $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_m$ の幾何拡大率 $P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_m$ をそれぞれ補正する。すなわち、各断層画像 $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_m$ を幾何拡大率 $P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_m$ で除算し、幾何拡大率 $P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_m$ を補正した各断層画像 $T_1, T_2, \dots, T_i, \dots, T_m$ をコンピュータ6で合成し、立体透視画像Dを得る。
- [0031] このように、前記した実施の形態では、X線管4のX線発生源4bの位置を移動させながら被検体3にX線を放射し、これら焦点位置の異なるX線による被検体3の透過画像 $G_0, G_1, \dots, G_i, \dots, G_n$ をX線受像素子5により受像する。そして、受像されたこれらの透過画像 $G_0, G_1, \dots, G_i, \dots, G_n$ をコンピュータ6の画像処理部で画



像処理し、断層画像Tを得るように構成されている。

[0032] すなわち、X線管4のX線発生源4bを円周に沿って移動させ、このX線発生源4bの各位置に対応する被検体3の透過画像G0、G1、…、Gi、…、Gnを積算処理し、積算画像SGを構成するとともに、この積算画像SGの輝度値Bが、所定の上限閾値THと所定の下限閾値TLとの間にある画素を抽出して、断層画像Tを得るように構成されている。

[0033] したがって、従来からのX線透過検査装置であるX線CT装置1に、X線管4のX線発生源4bの位置を円周に沿って回転させる機能を付加するだけで、X線管4などを移動させる可動機構を設けることなく、被検体3の断層画像Tを容易に得ることができる。また、例えば軟質の被検体3などに対しても断層画像を確実に得ることができる。

[0034] そして、この断層画像Tの幾何拡大率Pを補正して合成することで、立体透視画像Dを容易に得ることができ、立体透視画像装置を小型化および低コスト化することができる。

[0035] さらに、X線発生源4bを円周に沿って1回転させるだけで、各断層面Sに対応した断層画像Tを得ることができるので、X線管、あるいは被検体を回転および並進させる方法と比較して、被検体3の大きさに拘らず、断層画像Tの撮影を高速化し、断層画像Tを得るために必要な時間を短縮することができる。そのため、例えば被検体3が人間である場合に、撮影の際の被験者の負担を低減することができる。

[0036] なお、前記した実施形態において、被検体4の断層画像Tを確実に得ることができるものであれば、X線発生源4bの移動は、例えば平面視で8の字状など、円周以外の他の様々な軌道に沿って行わせることができる。

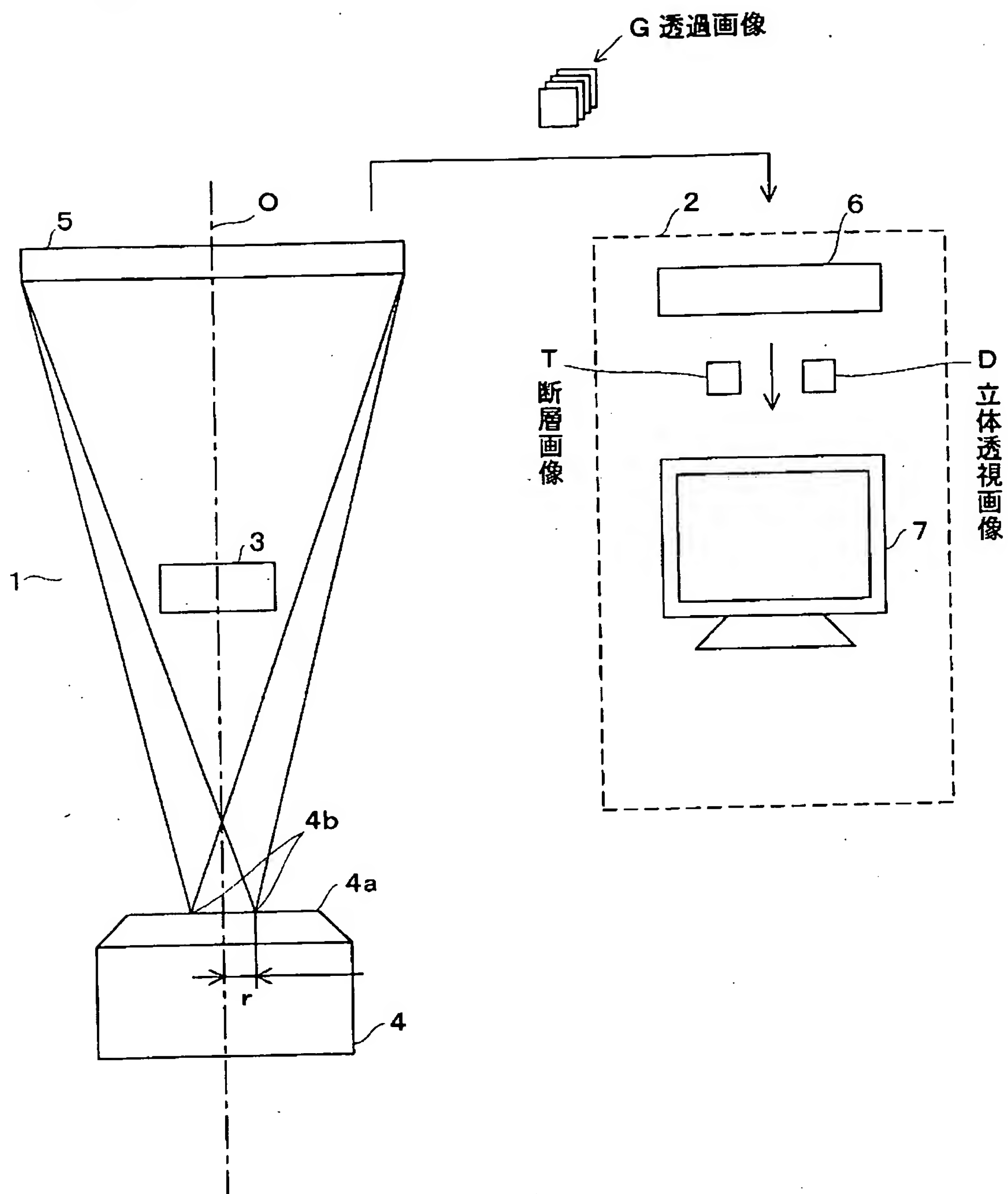
#### 産業上の利用可能性

[0037] 本発明によれば、例えばX線発生器、X線受像素子、あるいは被検体などを移動させる可動機構を設けることなく、被検体の断層画像を容易に得ることができ、軟質の被検体などに対しても断層画像を確実に得ることができる。

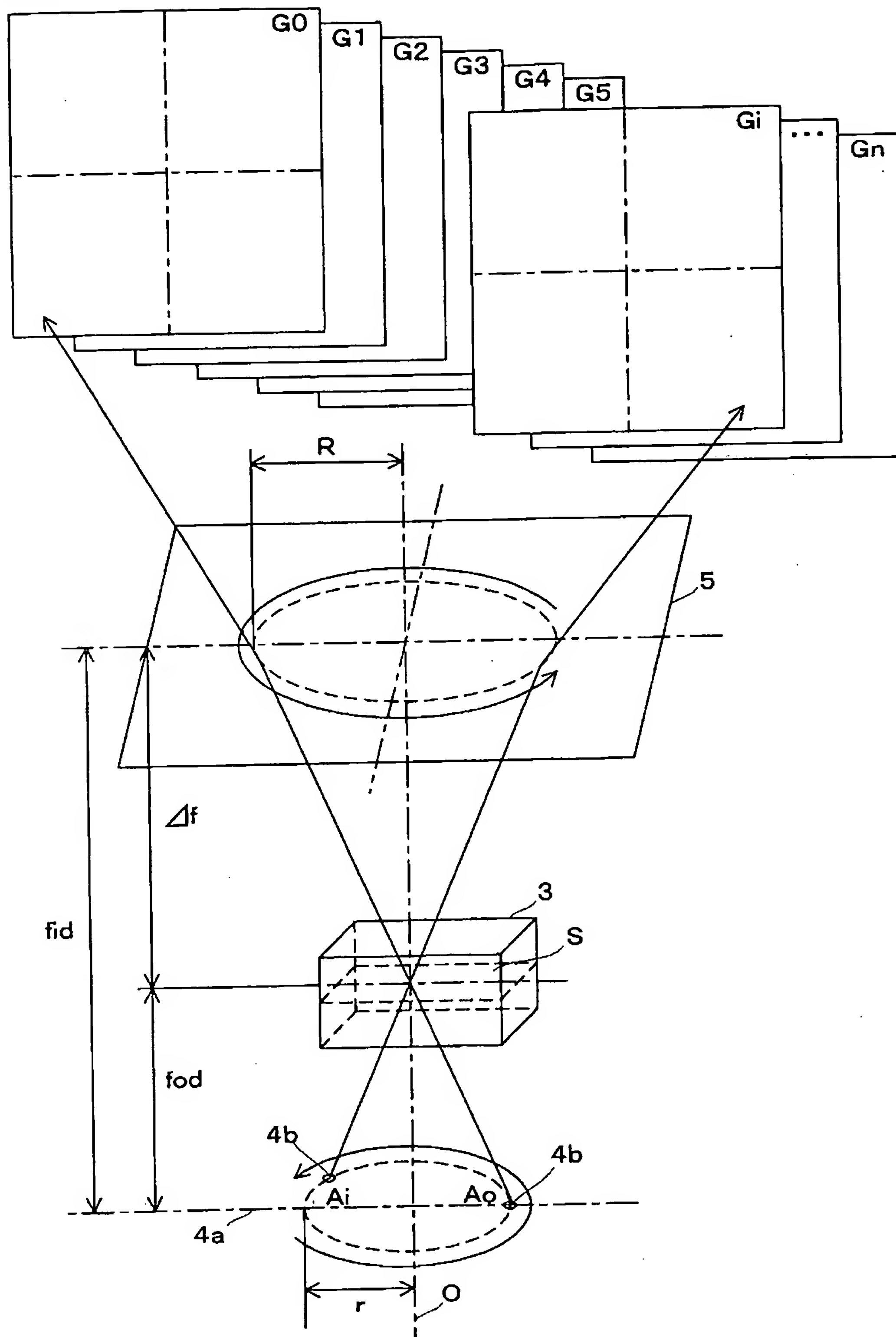
## 請求の範囲

- [1] 焦点位置を移動させる機能を備え、被検体に対してX線を放射するX線発生器と、  
焦点位置を移動させながら前記X線発生器から放射されたX線により得られた前記  
被検体の複数の透過画像を、それぞれ受像するX線受像素子と、  
前記X線受像素子で受像された前記被検体の複数の透過画像を、画像処理して  
断層画像を得る画像処理部と  
を具備することを特徴とするX線断層撮影装置。
- [2] 前記X線発生器は、焦点位置が円周上を移動可能に構成されており、  
前記画像処理部は、前記X線発生器の各焦点位置に対応した前記被検体の透過  
画像を積算処理し、積算画像を形成するとともに、この積算画像の輝度値が所定の  
上限閾値と下限閾値との間にある画素を抽出して断層画像を作成する  
ことを特徴とする請求項1記載のX線断層撮影装置。
- [3] 所定の方向に対して交差し互いに異なる複数の断層面ごとに、前記被検体の断層  
画像を得るように構成されることを特徴とする請求項1または2記載のX線断層撮影装  
置。
- [4] 請求項1乃至3のいずれか1項記載のX線断層撮影装置と、  
このX線断層撮影装置により得られた複数の断層画像を画像処理して立体透視画  
像を得る立体透視画像構成部と  
を具備することを特徴とする立体透視画像構成装置。
- [5] 前記立体透視画像構成部は、前記X線断層撮影装置により得られた複数の断層  
画像の幾何拡大率をそれぞれ補正し、補正されたこれらの断層画像を合成して立体  
透視画像を得る  
ことを特徴とする請求項4記載の立体透視画像構成装置。

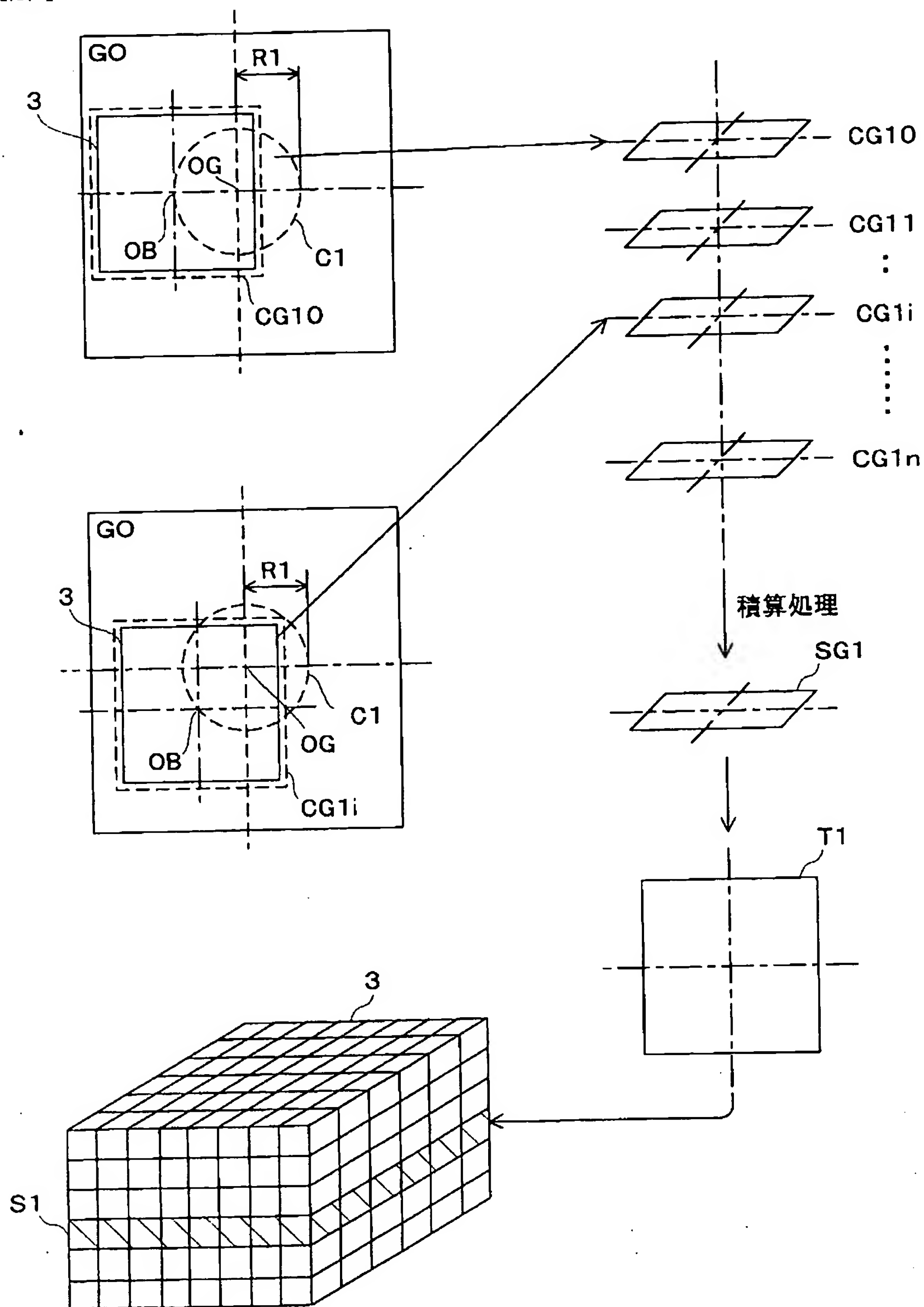
[図1]



[図2]

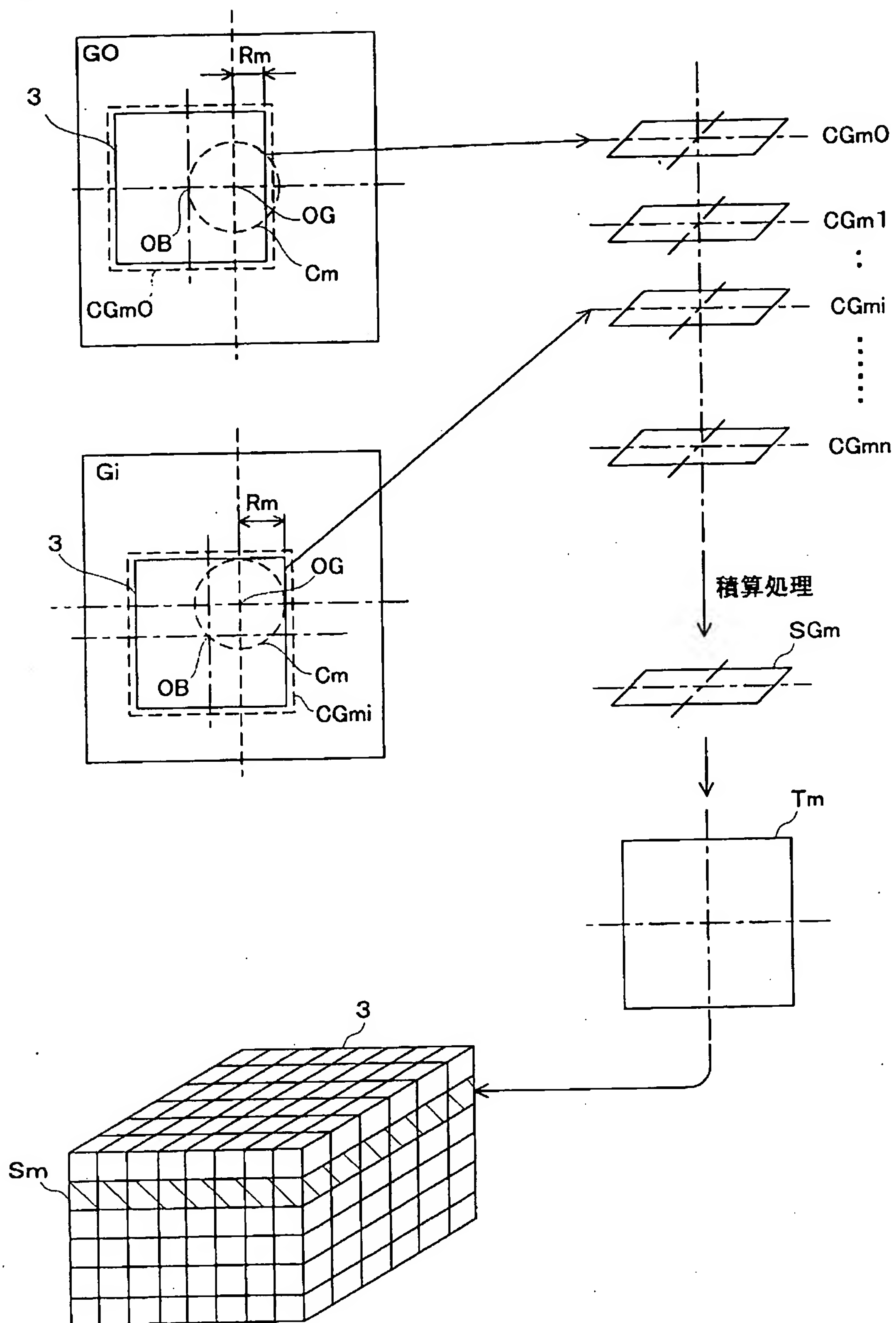


[図3]

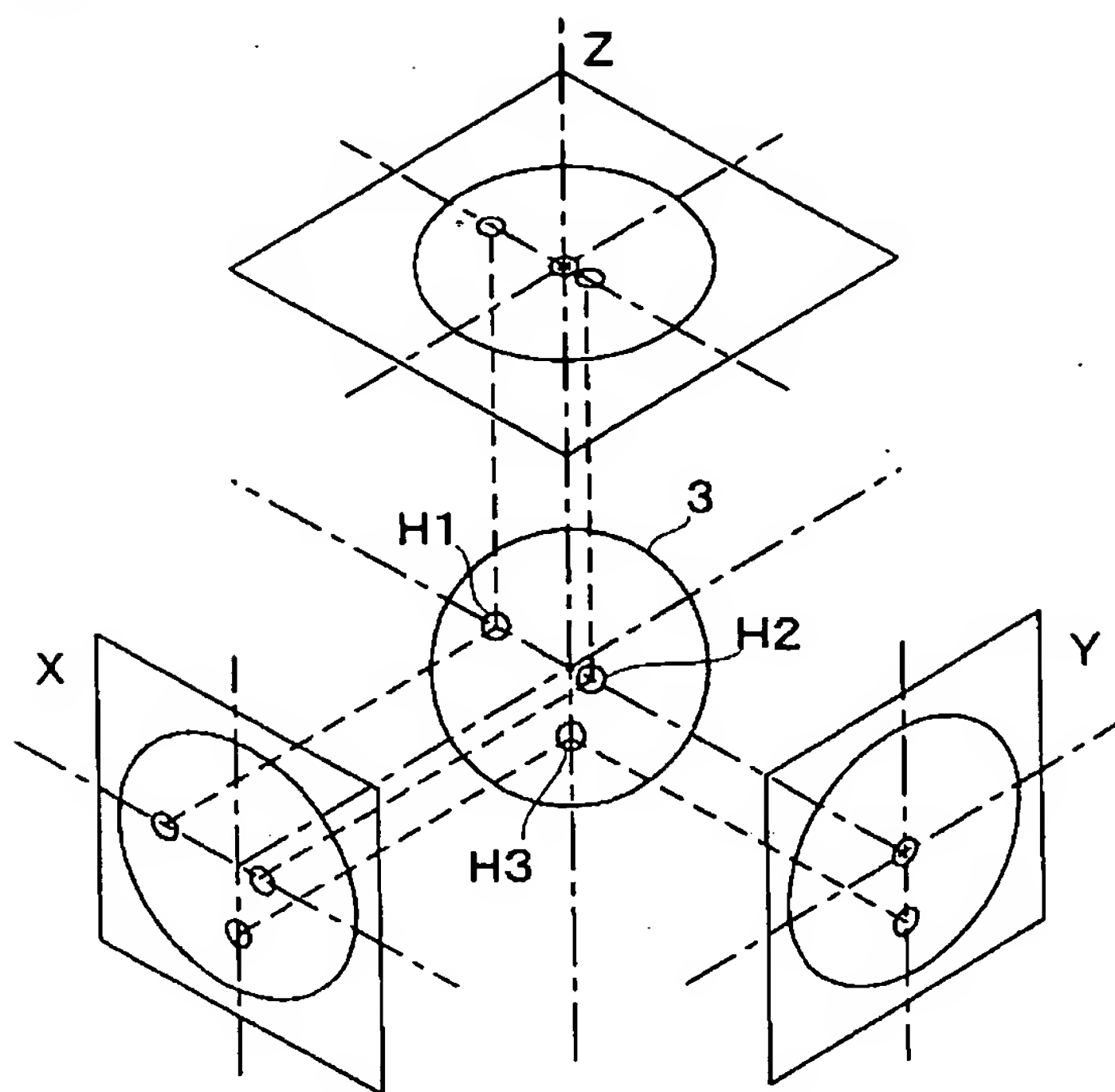




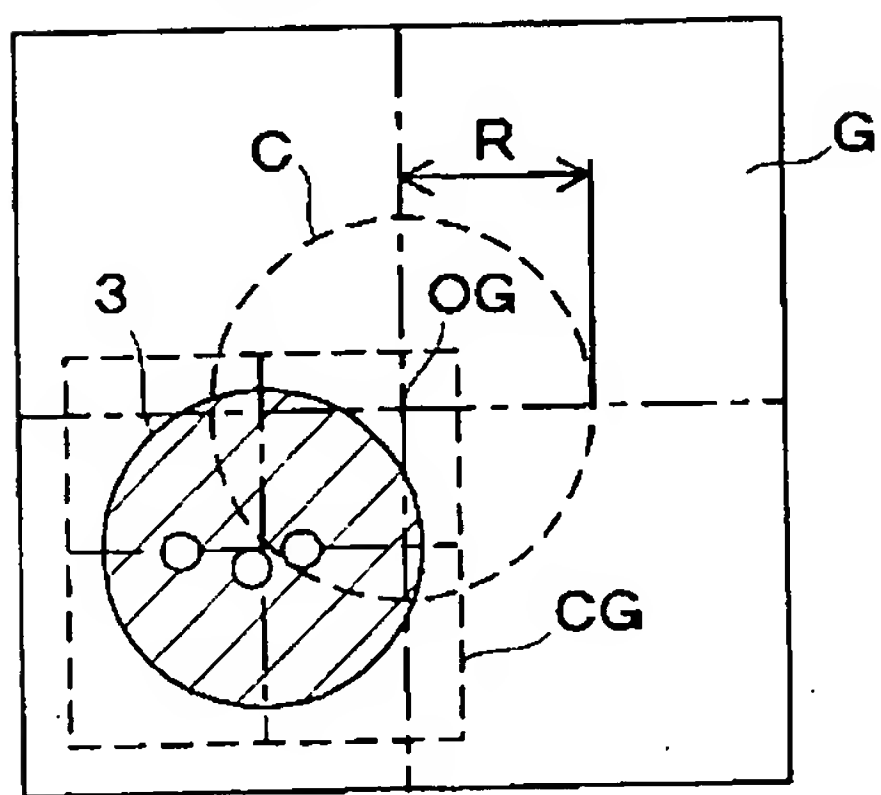
[図4]



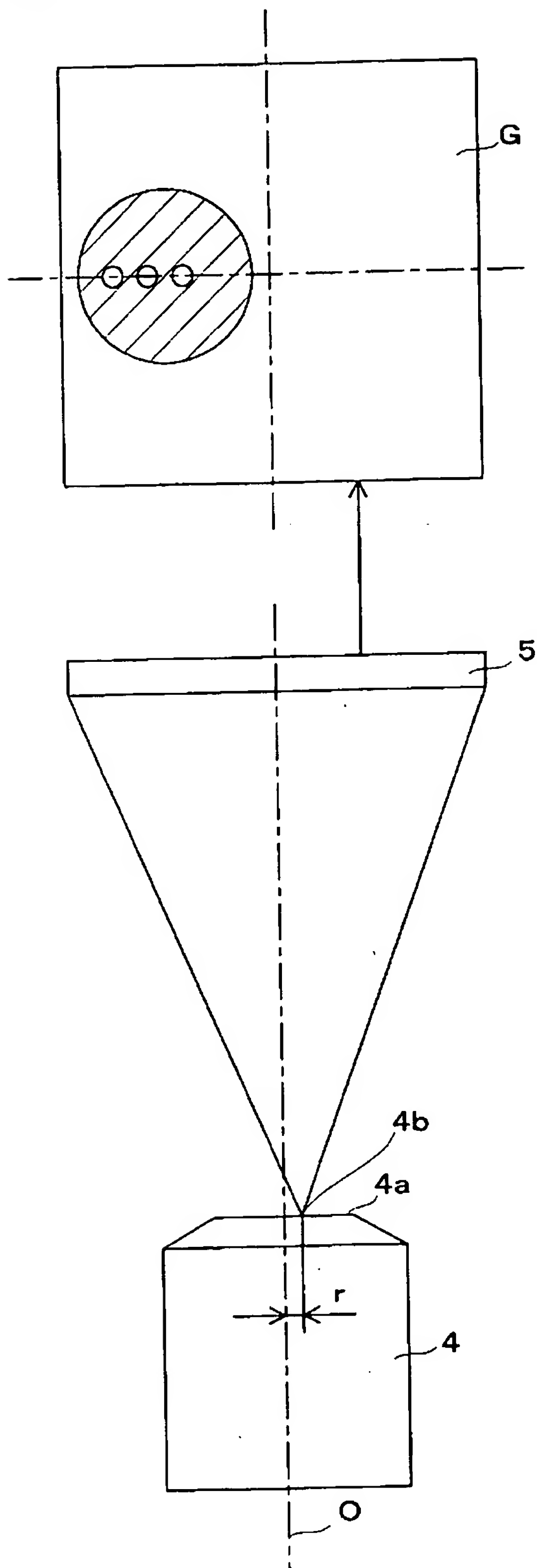
[図5]



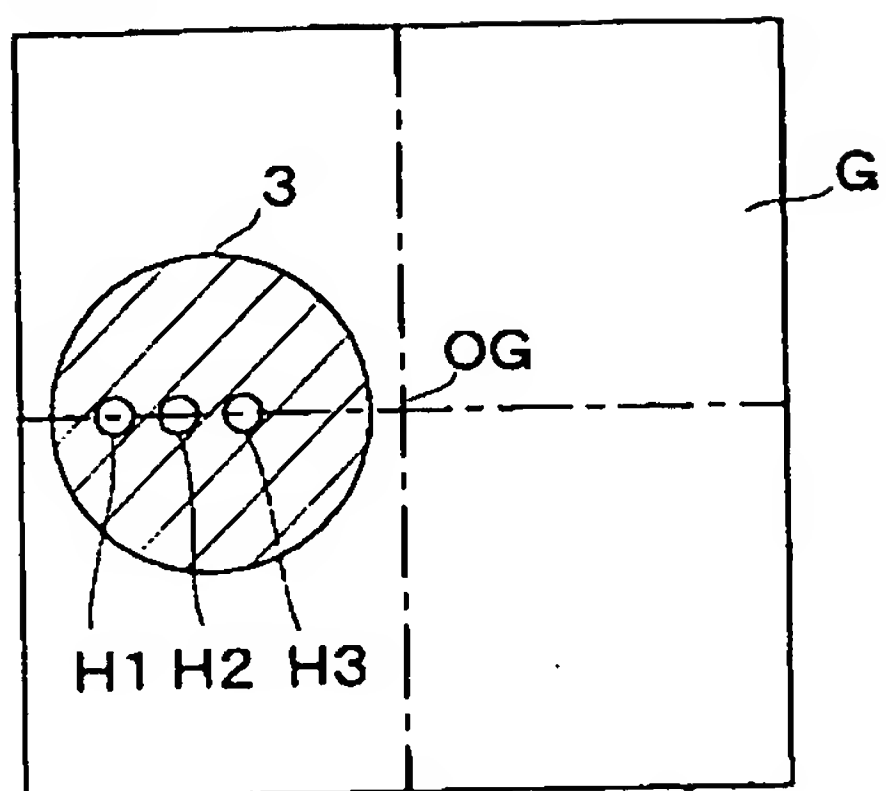
[図6]



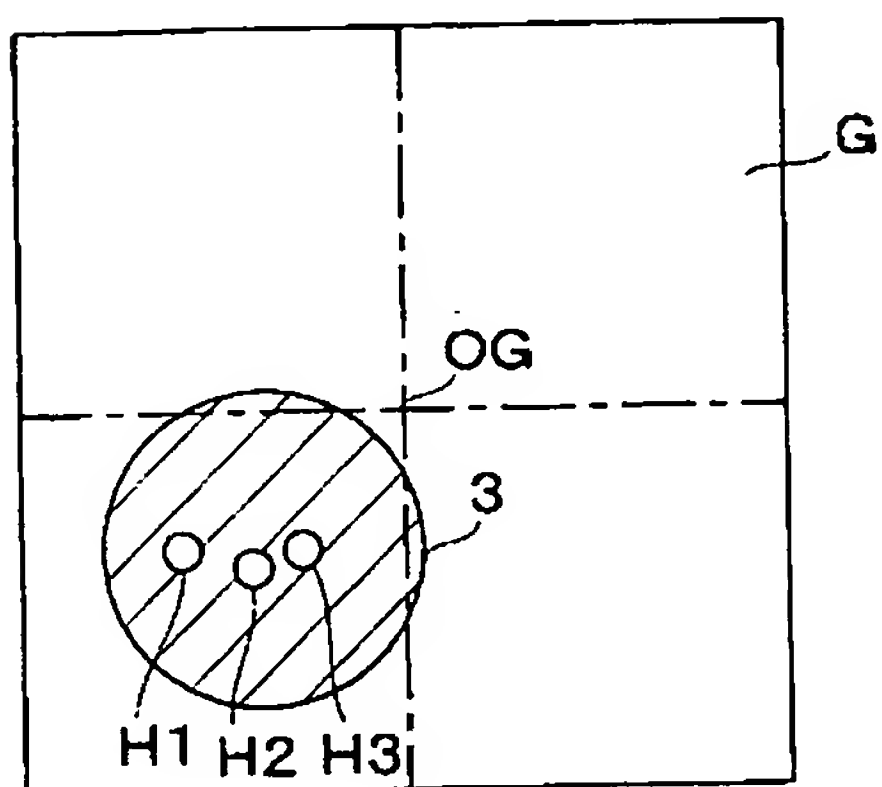
[図7]



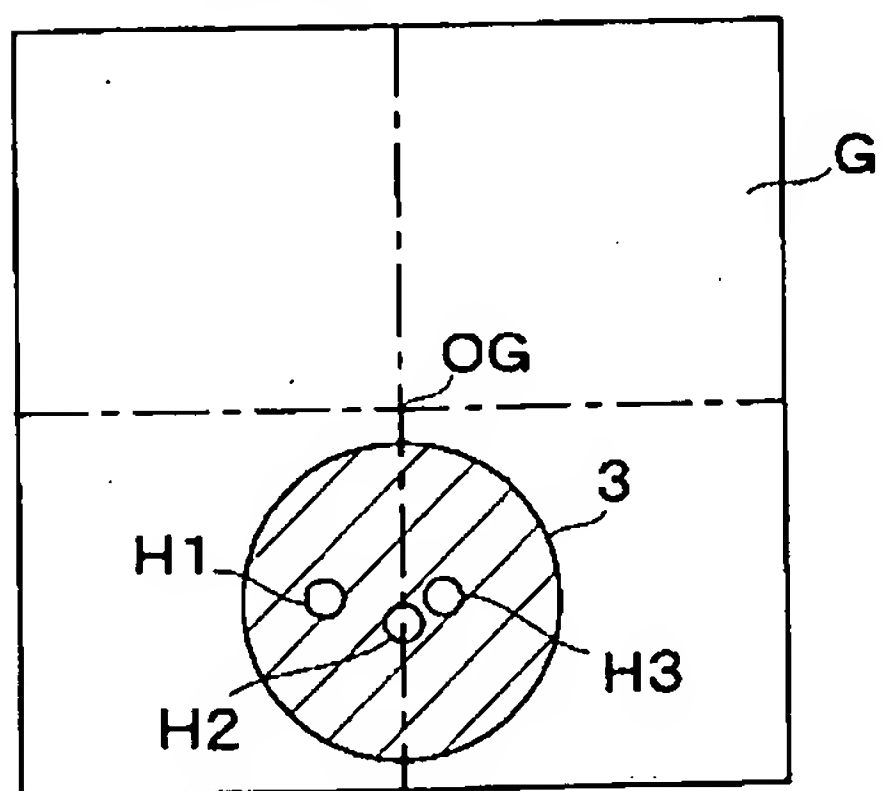
[図8A]



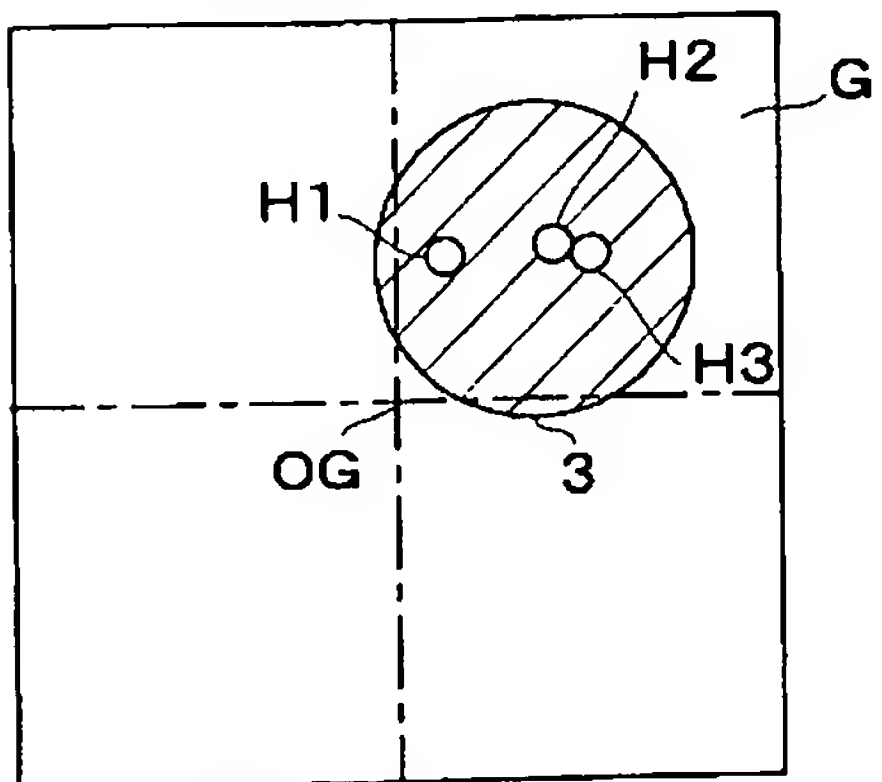
[図8B]



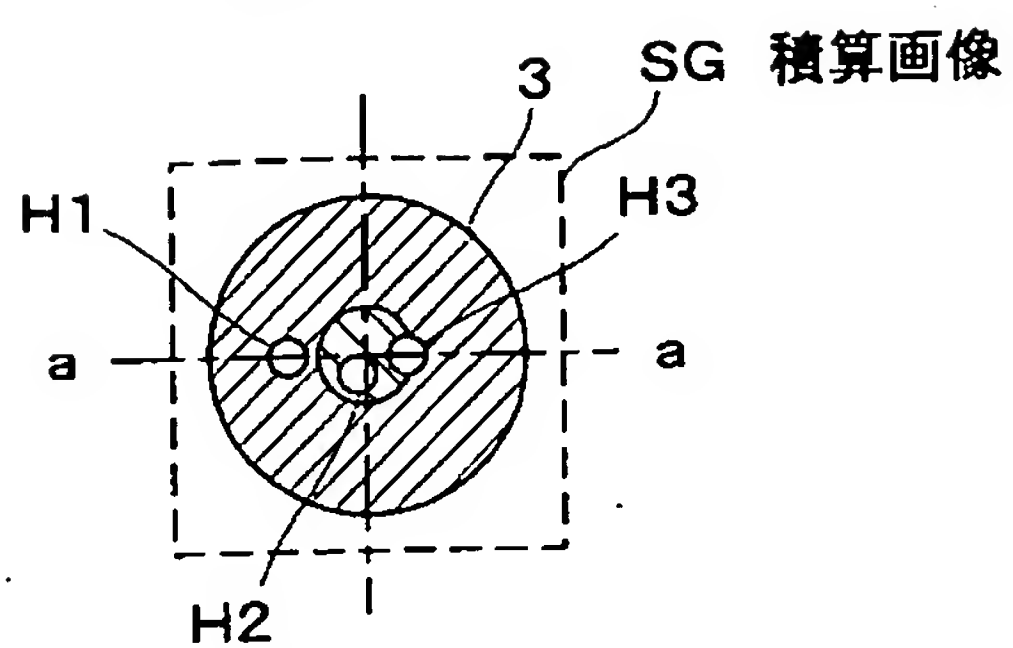
[図8C]



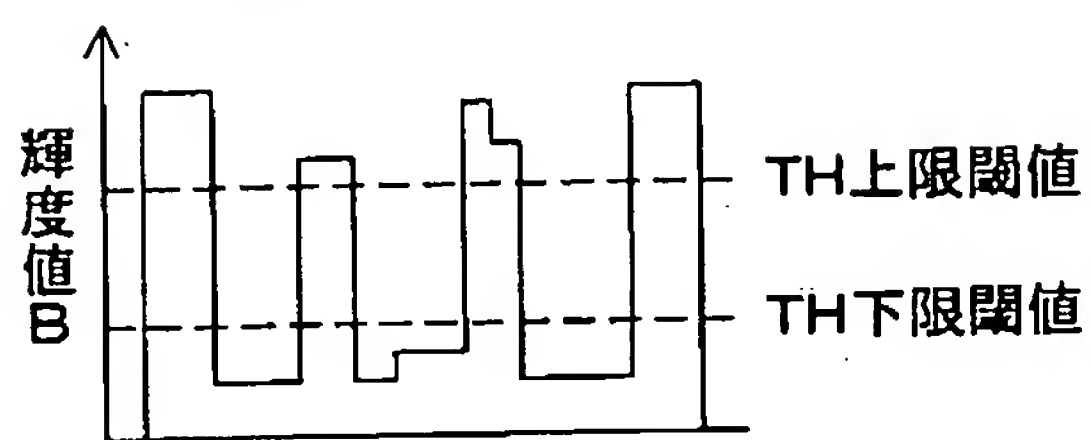
[図8D]



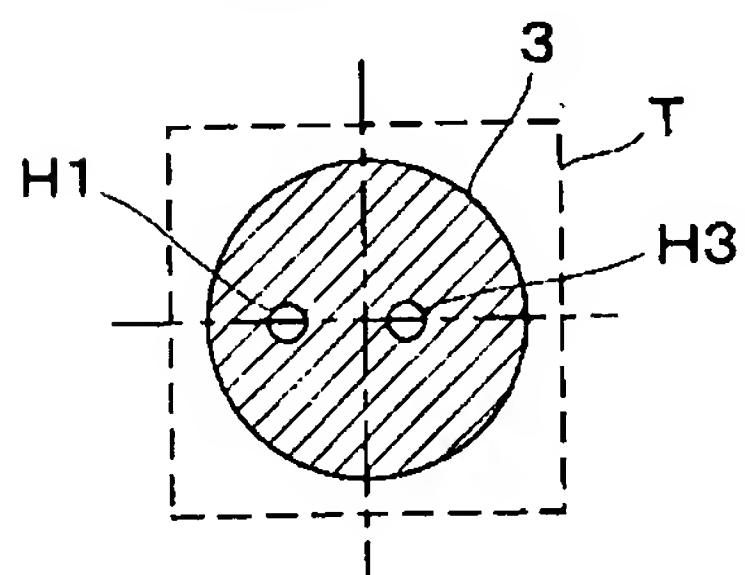
[図9A]



[図9B]



[図9C]





[図10]

